

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 06-054813

(43)Date of publication of application : 01.03.1994

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245

(21)Application number : 04-215319

(71)Applicant : COMPUTER KONBINIENSU:KK

(22)Date of filing : 12.08.1992

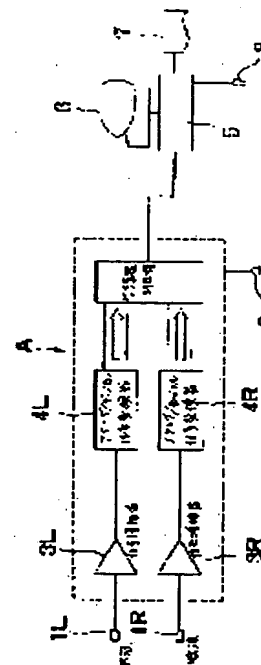
(72)Inventor : NOFUJI YASUNORI

## (54) DIAGNOSTIC METHOD AND DEVICE FOR USING PULSE WAVE COLLECTED FROM BODY SURFACE IN PLURAL PARTS

## (57)Abstract:

PURPOSE: To exactly recognize the state of mind and body of an examinee by collecting simultaneously pulse wave data from symmetrical parts on the surface of the body and analyzing it by using two pieces of pulse wave sensors.

CONSTITUTION: Pulse wave sensors 1L, 1R are installed in the finger point part of an examinee and collect a pulse wave from the finger point part. Signal amplifiers 3L, 3R amplify the output voltage of the pulse wave sensors 1L, 1R by a prescribed amplification factor and output it to analog/digital signal converters 4L, 4R. In the analog/digital signal converters, the output voltages of the signal amplifiers 3L, 3R are converted to the digital signal of 12 bits and outputted to a microcomputer 5 as the data of a pulse wave, whenever an output request signal from the microcomputer 5 is inputted. The microcomputer 5 has various arithmetic function, a function for outputting the result of operation, etc., to a CRT display 6 and a printer 7, pulse wave data inputted from the analog/digital signal converters 4L, 4R, and a function for storing a result of operation, etc.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

11.08.1999

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

20.02.2001

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-54813

(43)公開日 平成6年(1994)3月1日

(51)Int.Cl.<sup>5</sup>

A 6 1 B 5/0245

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

8932-4C

A 6 1 B 5/02

3 1 0 A

8932-4C

3 1 0 Z

審査請求 未請求 請求項の数2(全11頁)

(21)出願番号 特願平4-215319

(22)出願日 平成4年(1992)8月12日

特許法第30条第1項適用申請有り 1992年2月28日発行  
の朝日新聞に掲載

(71)出願人 392021311

株式会社コンピュータコンビニエンス  
福岡市博多区博多駅前3丁目6番1号

(72)発明者 野藤 泰昇

福岡県北九州市門司区下二十町4番3-  
401号

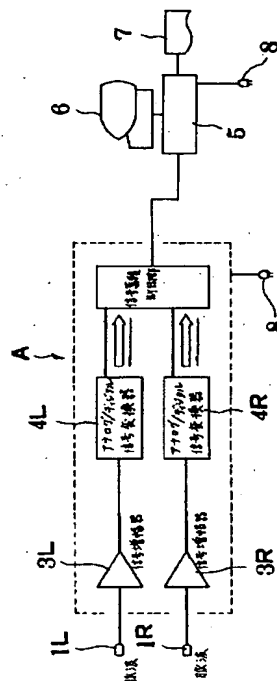
(74)代理人 弁理士 松尾 憲一郎

(54)【発明の名称】 複数箇所の体表面から採取した脈波を用いる診断方法並びに装置

(57)【要約】

【目的】 体表面の複数箇所から採取した脈波データからカオスアトラクターと1次、2次のリアプノフ数をそれぞれ導出し、これらを採取箇所ごとに比較することにより、心身状態の診断の資料とする。

【構成】 上記を実行するために、診断装置を、被験者の体表面に同時に装着可能な複数個の脈波センサと、各センサで採取した上記データからカオスアトラクターと1次、2次のリアプノフ数をそれぞれ導出する演算手段と、上記データ及び数値を記憶する記憶手段と、上記アトラクター、各数値及び左右比較演算の結果を表示する表示手段とで構成した。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 被験者の体表面の複数箇所から同時に脈波データを採取し、上記データを採取箇所ごとにそれぞれ数空間に埋めこんで得た写像と、各採取箇所ごとの上記データがカオスの定義条件に適合する程度を示す数値とを算出し、各採取箇所間の上記写像同志並びに数値同志と比較することにより被験者の心身の状態を把握することを特徴とする複数箇所の体表面から採取した脈波を用いる診断方法。

【請求項2】 被験者の体表面に同時に装着可能な複数個の脈波センサと、上記各センサで採取したデータをそれぞれ数空間に埋めこんで写像を算出すると共に、各採取箇所ごとの上記データがカオスの定義条件に適合する程度を示す数値を算出する演算手段と、各採取箇所間の上記写像同志並びに数値同志と比較演算する演算手段と、脈波データ及び上記数値を記憶する記憶手段と、上記各写像、各数値及び比較演算の結果とを表示する表示手段とを具備することを特徴とする体表面から採取した脈波を用いる診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、複数箇所の体表面から採取した脈波を用いる診断方法並びに装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来、エレクトロニクス技術の進展により、脳波図や心電図等の電気的な計測結果に基づいて心身の異常等を診断することが行われているが、これは、医師が脳波図や心電図等を観察して診断を下すことが行われているだけであり、そのため、個別の医師によって診断が異なったり、診断内容が曖昧になったりするという問題がある。

【0003】そこで、これらの問題を解決するために、本願出願人らにより「体表面から採取した脈波及び／又は心拍を用いる診断方法並びに装置」が発明され、特願平2-340635号として出願されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】ところが、上記発明を実施・再検討しているうちに、体表面の対称箇所から採取した脈波データを比較することによって、上記データに新たな秩序が含まれていることを発見し、これの解析に着手したが、前記したように上記発明は体表面の一箇所から脈波を採取しており、対称箇所からデータを採取するには少なくとも2回の測定を要するので各回の測定に時間差が生じ、そのため、対称箇所のデータではあるが互いに異なった条件下でのデータになってしまい、特に、脈波は僅かな刺激でも変動するので、データ解析が困難になるという問題がある。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明では、被験者の体

2

表面の複数箇所から同時に脈波データを採取し、上記データを採取箇所ごとにそれぞれ数空間に埋めこんで得た写像と、各採取箇所ごとの上記データがカオスの定義条件に適合する程度を示す数値とを算出し、各採取箇所間の上記写像と数値とを比較することにより被験者の心身の状態を把握することを特徴とする複数箇所の体表面から採取した脈波データを用いる診断方法と、被験者の体表面に同時に装着可能な複数個の脈波センサと、上記各センサで採取したデータをそれぞれ数空間に埋めこんで写像を算出すると共に、各採取箇所ごとの上記データがカオスの定義条件に適合する程度を示す数値を算出する演算手段と、各採取箇所の上記写像と数値とを比較演算する演算手段と、脈波データ及び上記数値を記憶する記憶手段と、上記各写像、各数値及び比較演算の結果とを表示する表示手段とを具備することを特徴とする体表面の複数箇所から同時に採取した脈波データを用いる診断装置とを提供せんとするものである。

【0006】

【実施例】本発明の実施例を図面を参照して説明する。

20 【0007】図1は、診断装置Aを示しており、同診断装置Aは、左右の脈波センサ 1L,1R、信号増幅器 3L,3R、アナログ／デジタル信号変換器 4L,4Rを上記の順にそれぞれ並列状態に接続し、これらに演算手段及び記憶手段としての小型コンピュータ5、表示手段としてのCRTディスプレイ6及びプリンタ7と、これらに電力を供給する電源8とを接続している。

30 【0008】脈波センサ 1L,1Rは、被験者の指尖部に装着して、同指尖部から脈波を採取するためのもので、図2で示すように、柔軟かつ遮光性を有する素材を有底筒状に形成して、被験者の指尖部11を挿入できるようにしたカバー部12と、同カバー部12の内面に設けたフォトセンサ14とで構成されている。

40 【0009】フォトセンサ14は、カバー部12の内面に、被験者の指尖部11の指腹部13に、それぞれ当接可能とした赤外線発光ダイオード15とフォトランジスタ16とで構成されており、赤外線発光ダイオード15とフォトランジスタ16との光軸15a,16aを指尖部11の内部で、20°～30°の角度で交差させており、赤外線発光ダイオード15から投射した波長 940nmの赤外線を上記指尖部11の内部で反射させ、この反射光をフォトランジスタ16に入射させることにより、被験者の指尖部11における脈波を計測し、これを電圧として出力することができる。

【0010】なお、赤外線発光ダイオード15とフォトランジスタ16との先端部には、それぞれ、凸レンズが装着されている。

【0011】図3はフォトセンサ14の回路図である。

【0012】脈波センサ 1L,1Rは上記のように構成されており、被験者の指尖部11に装着するカバー部12を、柔軟かつ遮光性を有する素材で有底筒状に形成したこと

で、指尖部11への着脱が容易であり、脈波の計測に外光

の影響がなく、フォトセンサ14の装着位置を安定させ、正確に脈波の計測を行うことができる。

【0013】なお、脈波センサ 1L,1Rには、体表面に伝達された拍動を敏感な圧力センサで検出するものなど、要は体表面から脈波を検出できるものであればよい。

【0014】信号増幅器 3L,3Rは、上記脈波センサ 1L,1Rの出力電圧をそれぞれ正確に一定の増幅率で増幅して、次のアナログ／デジタル信号変換器 4L,4Rに出力するものである。

【0015】アナログ／デジタル信号変換器 4L,4Rは、信号増幅器 3L,3Rの出力電圧を12ビットのデジタル信号に変換し、脈波のデータとして、次の小型コンピュータ5に出力するものであり、同アナログ／デジタル信号変換器 4L,4Rに小型コンピュータ5からの出力要求信号が入力するたびに、上記デジタル信号を出力するようにしている。

【0016】小型コンピュータ5は、次に説明する各種演算機能と、演算の結果等をCRTディスプレイ6及びプリンタ7に出力する機能と、アナログ／デジタル信号変換器 4L,4Rから入力した脈波データと、上記演算の結果等を記憶する機能とを有している。

【0017】まず、小型コンピュータ5の全体的な処理手順を図4を参照して説明する。

【0018】小型コンピュータ5をスタート(100)させると、まず初期設定(101)が行われ、後述する4次元数空間の視線方向を設定(102)し、脈波のデータ処理の各種演算に頻繁に用いられる定数を予め算出して記憶させ(103)、CRTディスプレイ6をオープン(104)して、メニューを表示させる(105)。

【0019】メニューには、図5で示すように、アナログ／デジタル信号変換器 4L,4Rからのパワーオンレスポンスを受信して診断装置Aを使用可能な状態にするパワーオンシーケンス(107)、アトラクター表示ウィンドウのクリア(108)、アトラクター表示サイズを大きくするズームイン(109)、アトラクター表示サイズを小さくするズームアウト(110)、脈波データをウィンドウ内に収まるようにして表示させるパルスウェーブ(111)、データの保存(112)、保存したデータの読み込みと、そのデータのアトラクターの表示(116)、4次元数空間の視線方向変更によるアトラクターの回転(113)（なお、現在までの試行で発見した脈波データの構造が把握しやすい角度を3パターン登録し、これらを容易に指定できるようにしている）、200Hzのサンプリング周期で指定された点数の脈波データを収集して、アトラクターと

してウィンドウ上に描く次データ(114)、診断装置Aの作動を終了させるEND(115)等がある。

【0020】次に、アトラクター表示のための演算について説明する。この演算は左右脈波センサ 1L,1Rからのデータについて各自独立して行われ、その一方について説明する。

【0021】図6は、上記演算の概要を示しており、脈波データを200Hzのサンプリング周期で採取し(120)、この脈波データを4次元数空間に埋めこんでアトラクターを作成する(121)。

【0022】4次元数空間のアトラクターを3次元数空間に投影する(122)。

【0023】3次元数空間に投影されたアトラクターを2次元数空間に写影し、画面に出力する(123)。

【0024】という順序で行われる。

【0025】なお、上記演算中に、メニューを呼出して、アトラクターを回転させて任意の方向から見るようにすることと、アトラクターの拡大、縮小及びデータの保存と、保存したデータの読み込みと、そのデータのアトラクターの表示とが可能である。

【0026】また、演算速度を高めるために、アナログ／デジタル信号変換器 4L,4Rからの脈波データを整数型とし、上記演算に頻繁に用いられる定数を予め算出して記憶させている。

【0027】なお、上記演算において、脈波データを4次元数空間に埋め込むというのは、小型コンピュータ5に次々と入力する脈波データのある時点での脈波の数値を第1の軸の数値Xとし、この時点から（例えば埋め込み間隔 $\tau=10$ とすれば）10個目の数値を第2の軸の数値Y、20個目の数値を第3の軸の数値Z、30個目の数値を第4の軸の数値Wとして、これらの数値で4次元のベクトルを形成させ、このようにして次のベクトルを1個目、11個目、21個目、31個目の数値でX、Y、Z、Wを形成し、こうして作成した多数のベクトルで脈波データのアトラクターを4次元数空間内に形成する。

【0028】そして、4次元数空間の視方向の単位ベクトル  $n1 = (n1, n2, n3, n4)$  を第4の軸に一致させるために、次の行列計算を行って、各ベクトル  $(X, Y, Z, W)$ 、 $(n1, n2, n3, n4)$  を  $(X', Y', Z', W')$ 、 $(n1', n2', n3', n4')$  に変換する。

【0029】

【数1】

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ W \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{n_2}{A} & -\frac{n_1}{A} \\ \frac{n_1 n_3}{AB} & \frac{n_2 n_3}{AB} \\ \frac{n_1 n_4}{B} & \frac{n_2 n_4}{B} \\ n_1 & n_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ -\frac{A}{B} & 0 \\ \frac{n_3 n_4}{B} & -B \\ n_3 & n_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ W \end{pmatrix}$$

【0030】ところで、4次元数空間に形成されたアトラクターは、CRTディスプレイ6では図形として表示することができないので、次の行列計算を行い3次元数\*

\*空間への投影点の座標 $X''$ ,  $Y''$ ,  $Z''$ を算出する。

【0031】

$$\begin{pmatrix} X'' \\ Y'' \\ Z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -n_1/n_4 \\ -n_2/n_4 \\ -n_3/n_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \\ W' \end{pmatrix}$$

そして、次式の計算により、上記3次元座標を2次元数空間に写影した座標 $X'''$ ,  $Y'''$ を算出する。

【0032】 $X''' = Y'' \cos \beta - X'' \cos \alpha$

$Y''' = Z'' - X''' \tan \beta$

ただし、 $\alpha$ ,  $\beta$ は3次元空間の $X$ ,  $Y$ 軸が2次元空間の $X$ ,  $Y$ 軸となす角度である。

【0033】このようにして得た2次元の座標 $X'''$ ,  $Y'''$ を表示手段としてのCRTディスプレイ6、又はプリンタ7にアトラクターとして出力させる。

【0034】なお、上記アトラクターは前記したように、左右脈波センサ1L, 1Rからのデータを個別に演算処理して得られたものであり、CRTディスプレイ6の画面に設定した左右ウィンドウに同時に表示され診断の資料に供される。

【0035】次に、脈波データがカオスに適合する程度を示す数値であるリアブノフ数を算出する演算について説明する。この演算も左右個別に行われる。

【0036】なお、現実に被験者の体表面から採取したデータと、既に発表されたリアブノフ数計算法のモデルとして用いられるデータとは、次のように異なるため、上記の計算法を実施することができない。

【0037】すなわち、既に発表されたリアブノフ数計算法のモデルとして用いられるデータは、公式(数学モデル)によってカオスのデータを生成させており、連続的な無限のデータをとることができるので、次ののべる各条件を満たしているのに対し、現実に被験者の体表面から採取したデータでは、必ずしも数空間の望む位置にデータをとれるとは限らないし、データ数も有限である。

【0038】① 現実に被験者の体表面から採取したデータでは、例えば、前述した脈波から生成した4次元ベ

クトル軌道のある点Aにおけるベクトル $A'$ (単位ベクトル)が、軌道の直交位置に必ずしもあるとは限らない。

【0039】また、点Bにおける次のベクトル $B''$ (単位ベクトル)が点Bにおける軌道の直交位置に見つかるとは限らない。

【0040】また、ベクトル $B'$ と $B''$ のなす角が必ずしも小さいとは限らない。

【0041】② そこで、各点における最も近似したベクトルを探すのであるが、例えば、前記ベクトル $B''$ を探すとき、単に $B'$ に近いという条件だけで検索すると、点Bの次の点におけるベクトルをとる可能性がある。

【0042】③ データ数が有限であるので、点Aがデータの終端付近にあると、次の点(点Aに $\tau$ を加えた点)のデータがとれない。

【0043】④ アナログデータがアナログ/デジタル変換によってデジタル化されるが、これも有限の数であるので、別々のデータが同じ値になっている可能性がある。

【0044】そこで本発明では、リアブノフ数計算に用いるデータの採用条件を次のように定めている。

【0045】すなわち、4次元空間において、上記軌道上に頂点を置き、かつベクトル $B'$ を中心線とした頂角が小さい円錐を設定して、この円錐内にあるベクトルを採用するようにした。

【0046】上記によって、前記ベクトル $B''$ が非常に小さくて、軌道方向と略同一方向でないかぎり、隣の点のベクトルを取る可能性を回避できる。

【0047】また、各ベクトルの軌道に対する角度 $\theta$ は、各データのベクトルを( $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ ,  $W$ )、軌道方

向のベクトルを (X', Y', Z', W') とすると、

$$\cos \theta = \frac{XX' + YY' + ZZ' + WW'}{\sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2 + W^2} \sqrt{X'^2 + Y'^2 + Z'^2 + W'^2}}$$

で算出することができ、これによってベクトルと軌道の直交性をチェックすることができる。

【0049】また、各ベクトルの絶対値の上限と下限とを設定して、この範囲内にあるベクトルを採用するようにすることによって、前記ベクトルB" が非常に小さくて、軌道方向と略同一方向であっても、隣の点のベクトルを取る可能性を回避することができる。

【0050】なお、上記範囲は前記カオスアトラクターを観察して、最も収束がよい値を設定することができる。

【0051】このようにしてとった各ベクトルの伸び率を2を底とした対数に変換し、これの算術平均値を1次のリアブノフ数λ1とする。

【0052】上記の計算を実行するために、小型コンピュータ5内に、第7a図と第7b図で示すプログラム(50)を格納している。

【0053】すなわち、リアブノフ数λ1の演算をスタートさせると(51)、まず、前記のベクトル軌道の始端近傍に、データの採用条件を判断するための基準となる点Aを設定する(52)。なおこの点Aは計算の進行に伴って先送りされる。

【0054】次に、次の点B(εだけ後の点)をとる余裕があるか否かを判断し(53)、余裕がある場合は(53)Yこの点Bを次の点として採用し(54)、この点Bで仮のデータを探し(55)、見つければ(55)Y、次の点から仮のデータを探し(56)、見付からなければ先頭のデータから検索する(57)。

【0055】次に、このようにして見つけたデータが前述のデータの採用条件に適合していれば(58)Y、このデータを採用し(59)、なければ(58)N、データ採用条件中のベクトルの大きさの範囲を更新し(60)、この範囲の上限を逸脱していなければ(61)N、ステップ(55)に戻り、逸脱していると(61)Y、基準点Aを次の点Bに移して(62)、ステップ(53)に戻る。

【0056】このようにして採用したデータは、前述したベクトルA' がベクトルB' に発展する余裕があるか否かを判断され(63)、余裕があれば(63)Y、ベクトルB' の軌道との直交性をチェックする(64)。

【0057】なお、ステップ(63)で余裕がない場合(63)N及びステップ(64)で直交していない場合(64)Nは、ステップ(55)に戻る。

【0058】そして、後述のリトライ中であるか否かを判断して(65)、リトライ中であれば(65)Y、前回のベクトルとのなす角を算出して(66)、この角が大きい場合(66)Lは、ステップ(55)に戻り、小さい場合(66)S及び前記ステップ(65)でリトライ中でない場合(65)Nは、ベク

\* \* 【0048】

トルB' をベクトルA' から発展したベクトルとして確定する(67)。

【0059】そして、リトライのために点AとベクトルA' とを記憶させておく(68)。

【0060】なお、演算の終末に際し、ステップ(53)で次の点をとる余裕がなくなれば(53)N、演算を終了させる(E)。

【0061】次に、点Bにおける仮のベクトルB' をさがし(70)、このベクトルB' がデータ採用条件に適合していなければ(71)N、上記条件のベクトルの大きさの範囲を更新し(72)、それでも上限を逸脱していると(74)Y、リトライフラグをセットして(74)、ステップ(55)に戻る。

【0062】また、ステップ(73)で上限を逸脱していなければ(74)N、ステップ(70)に戻る。

【0063】そして、ステップ(71)でデータ採用条件に適合したベクトルB' があると(71)Y、このベクトルB' が軌道と直交しているか否かを判断し(75)、直交していなければ(75)N、ステップ(70)に戻り、直交していると(75)Y、点Bにおける各ベクトルB'、B' のなす角度を算出し(76)、この角度が十分に小さいか否か、すなわち、前述の円錐内にB' が入っているか否かを判断し(77)、角度が小さくない場合(77)Nは、ステップ(70)に戻り、小さい場合(77)Yは、点Aから点Bに移動したことによるベクトルA' からベクトルB' への伸び率

を、2を底とした対数に変換し(78)、この数値を算術平均して1次のリアブノフ数λ1とする(79)。そして、現在計算している点Bがデータの終端であるか否かを判断し(80)、終端でなければ(80)N、上記の点Bを次回計算の基準点(前記の点Aに相当)に代入し(81)、ベクトルB' を単位ベクトルに変換して次回計算の基準ベクトル(前記のベクトルB' に相当)に代入し(82)、リトライのために点BとベクトルB' とを記憶させ(83)、点Bの次の点を算出し(84)、算出された次の点の基準ベクトルから発展したベクトルを算出し(85)、次回計算において用いるベクトルの直交チェック用の座標を更新して(86)、ステップ(70)に戻り、上記計算を繰返す。

【0064】なお、ステップ(80)で点Bがデータの終端であると判断されると(80)Y、演算を終了させる(E)。

【0065】つまり、ステップ(52)~(68)では、主として、次の点におけるベクトルB' を参照してデータ採用条件に適合する基準点を検索し、ステップ(70)~(77)では同条件に適合する発展したベクトルを検索するようにしており、上記のように、採用するデータの採用条件を設定し、この条件に適合したデータを検索することによって、不適格なデータが計算に算入されることを防止

し、しかも、適格なデータが見つからない場合は、その点におけるデータ検索を放棄するのではなく、採用条件のベクトルの大きさの設定範囲を広げて検索して、次善のデータを採用するようにしたことで、生体からの採取データから高い精度で1次のリアブノフ数 $\lambda_1$ を算出することができる。

【0066】次に、2次のリアブノフ数 $\lambda_2$ の計算について説明する。

【0067】2次のリアブノフ数 $\lambda_2$ の計算も、基本的には前述した1次のリアブノフ数 $\lambda_1$ の計算と同じであり、点A1においてデータ採用条件に適合したベクトルA2とA3をとって4次元数空間内に三角形A1-A2-A3を形成し、次に、ベクトルA2とA3とが次の点B1までに発展したベクトルB2とB3とで三角形B1-B2-B3を形成し、更に、点B1で新たにった適格なベクトルB'とB''とで三角形B1-B'-B''を形成して、三角形B1-B2-B3と三角形B1-B'-B''のなす角度が十分に小さいとき、三角形A1-A2-A3から三角形B1-B2-B3への面積の伸び率を算出し、これを2を底とした対数に変換し、この数値を算術平均することによって2

次のリアブノフ数 $\lambda_2$ を算出する。

【0068】なお、各三角形のなす角度は、ベクトルB2とB3の合成ベクトルと、ベクトルB'とB''の合成ベクトルとがなす角度をもって、上記三角形がなす角度とした。

【0069】次に、本診断装置Aを用いた診断例について図9～図11を参照して説明する。

【0070】図9は、健康者のアトラクターを示しており、明らかに左右の形状が相似している。

【0071】図10は左側脳梗塞患者のカオスアトラクター、図11は右側脳出血患者のカオスアトラクター、図12は左側脳梗塞患者のカオスアトラクター、図13は脳梗塞の病歴を有する人のカオスアトラクターであり、いずれも左右のアトラクターの形状が著しく異なっている。

【0072】上記のように、健康者では左右のアトラクターが相似しているのに対し、脳の一方に障害を有する人のアトラクターが異なっており、この違いを読み取ることによって、脳の障害を診断することができる。

【0073】本実施例では上記のように、左右指尖部に装着した脈波センサ1L,1Rで採取した被験者の脈波データから、左右の脈波のカオスアトラクターと、1次、2次のリアブノフ数 $\lambda_1, \lambda_2$ とを個別に算出してそれぞれCRTディスプレイの左右ウィンドウ上に表示することができ、かかるカオスアトラクターと、1次、2次

のリアブノフ数 $\lambda_1, \lambda_2$ とを、それぞれ左右比較することにより、被験者の心身の状態を診断することが可能であり、特に、一見ランダムに見える上記データから、論理的に秩序を抽出し、同秩序に基づいて、心身の状態を示す図形及び数値を表現し、これを左右比較することによって、診断者の違いによる差異のない、極めて客観的な診断を下すことができる。

【0074】

【発明の効果】本発明によれば、体表面の複数箇所から同時に採取した脈波データからカオスアトラクターとリアブノフ数とをそれぞれ導出し、これらを採取箇所ごとに比較することによって、一箇所から採取したデータでは検出できない症状や心身の状態を検知することができる。

【0075】特に、脈波センサを2個用いて、体表面の対称箇所、例えば、左右手の同一指尖部から同時に脈波データを採取することにより、採取の時間差による状態の変動のない同一条件下における対称箇所の脈波データ採取することができ、かかる脈波データを解析することによって被験者の状態を正確に把握することが可能になるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る診断装置の構成を示す説明図。

【図2】脈波センサの構造を示す断面説明図。

【図3】フォトセンサの回路図。

【図4】脈波データの全体的な処理手順を示す説明図。

【図5】メニューの説明図。

【図6】アトラクター表示のための演算手順の説明図。

【図7】リアブノフ数を求める演算処理のフローチャート。

【図8】リアブノフ数を求める演算処理のフローチャート。

【図9】健康者のカオスアトラクター。

【図10】左側脳梗塞患者のカオスアトラクター。

【図11】右側脳出血患者のカオスアトラクター。

【図12】左側梗塞患者のカオスアトラクター。

【符号の説明】

A：診断装置

1：脈波センサ

5：小型コンピュータ（演算手段、記憶手段）

6：CRTディスプレイ（表示手段）

11：指尖部

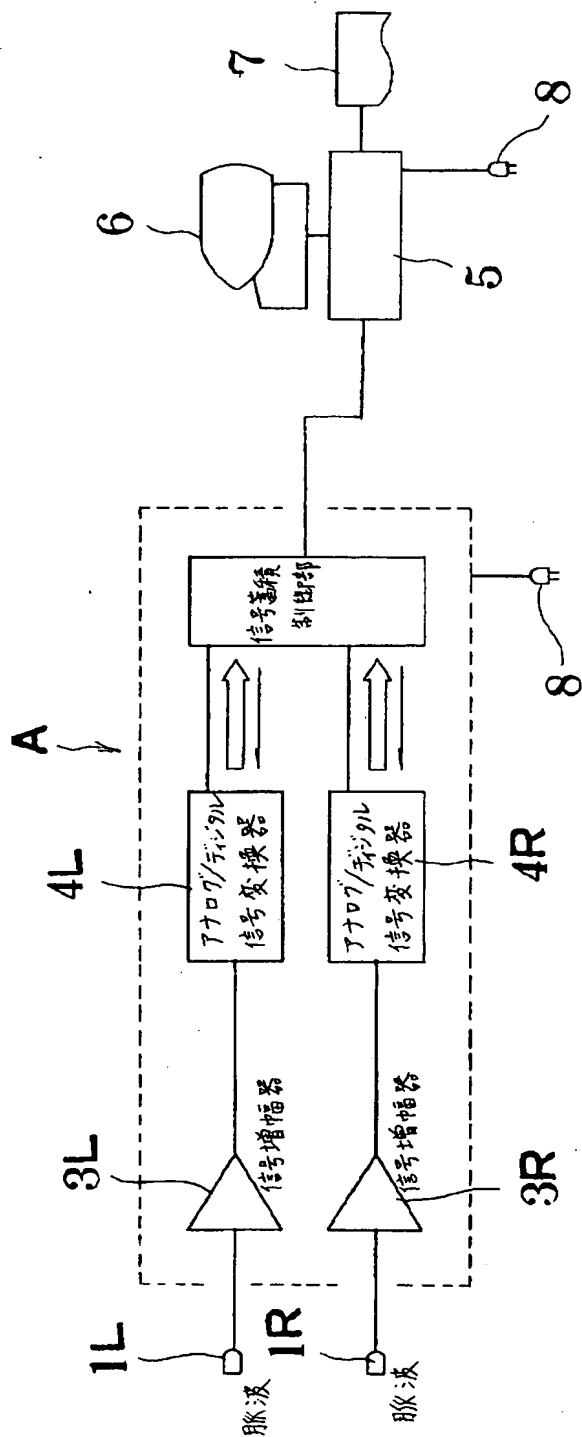
14：フォトセンサ

15：赤外線発光ダイオード

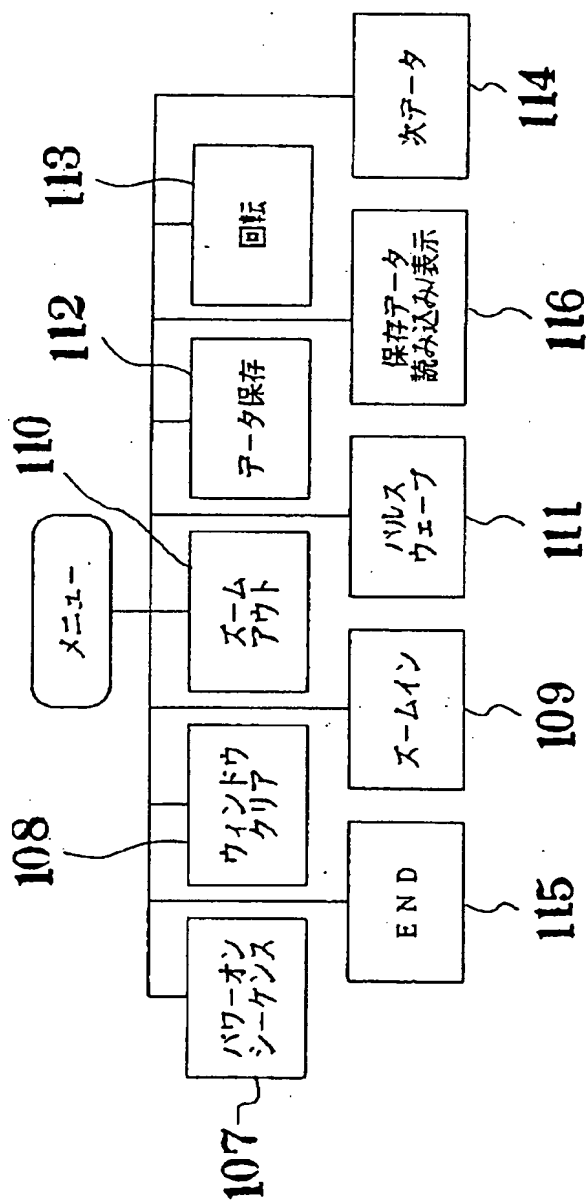
16：フォトリランジスタ



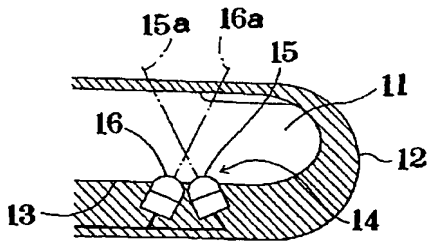
【図1】



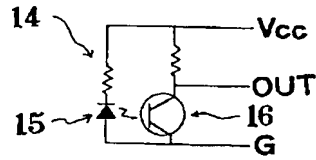
【図5】



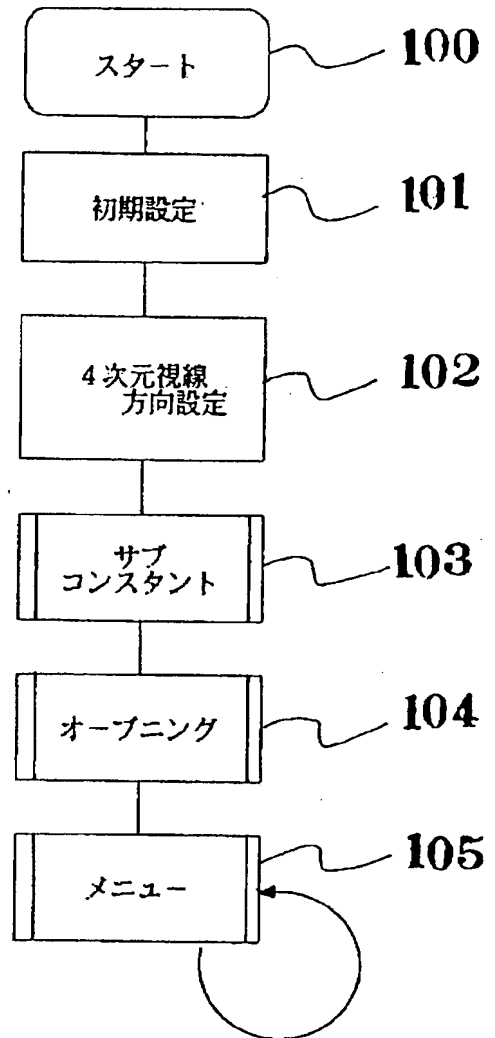
【図2】



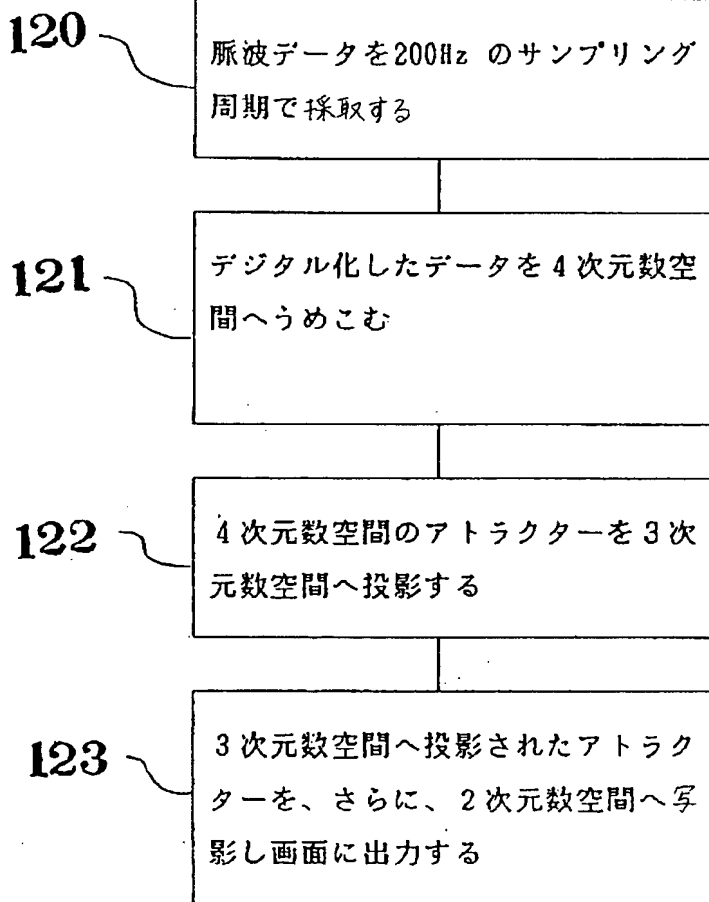
【図3】



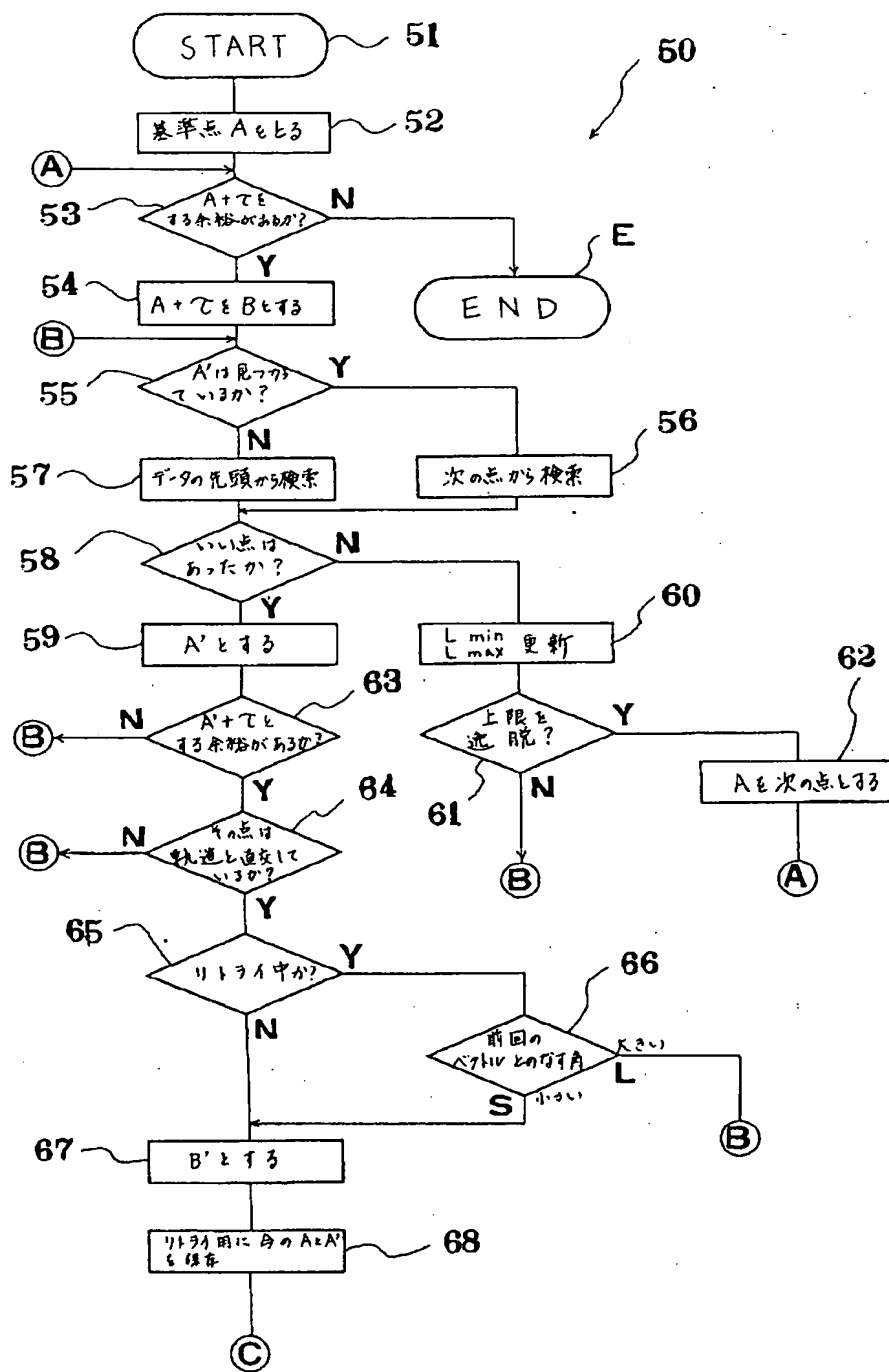
【図4】



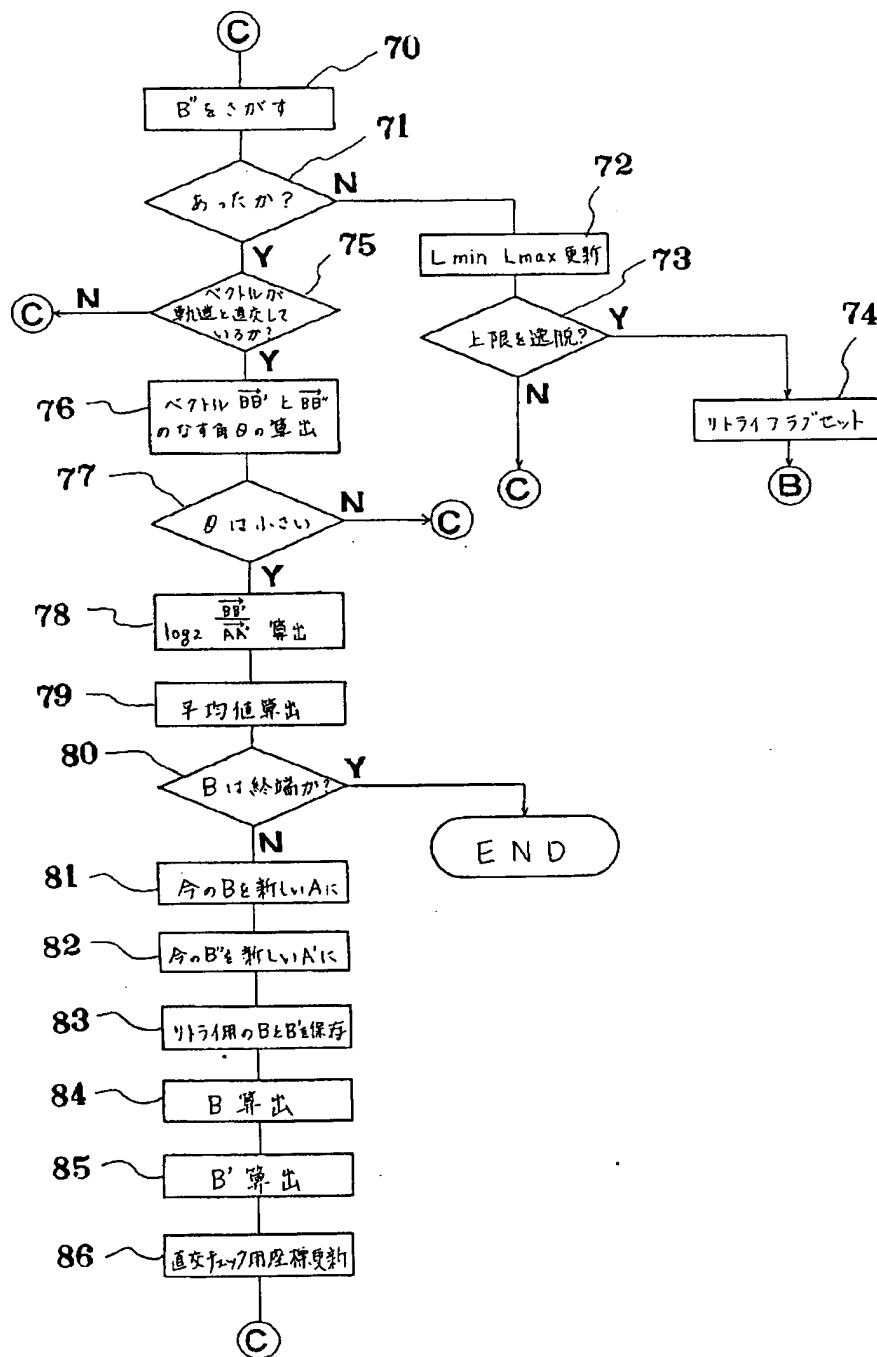
【図6】



【図7】



【図8】

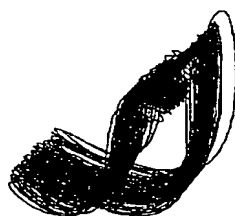


【図9】

R. U. 男子(45歳) 平成4年6月測定(健康)

左 手

右 手



【図10】

T. H. 女子(53歳) 平成4年7月測定(平成4年6月 左側脳梗塞)

左 手

右 手

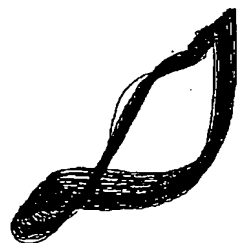


【図11】

Y. U. 男子(65歳) 平成4年7月測定(平成3年10月 右側脳出血)

左 手

右 手

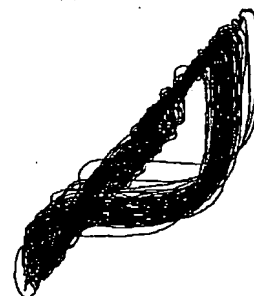


【図12】

N. Y. 男子(73歳) 平成4年7月測定(平成3年2月 左側脳梗塞)

左 手

右 手



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**